

Medical health care method and device for human body

Publication number: CN1207948

Publication date: 1999-02-17

Inventor: ZHOU YIZHI (CN)

Applicant: ZHOU YIZHI (CN)

Classification:

- international: **A61N1/32; A61N1/34; A61N1/32; (IPC1-7):**
A61N1/36; A61B5/02

- European: A61N1/32P; A61N1/34

Application number: CN19971015092 19970731

Priority number(s): US19960691093 19960801

Also published as:

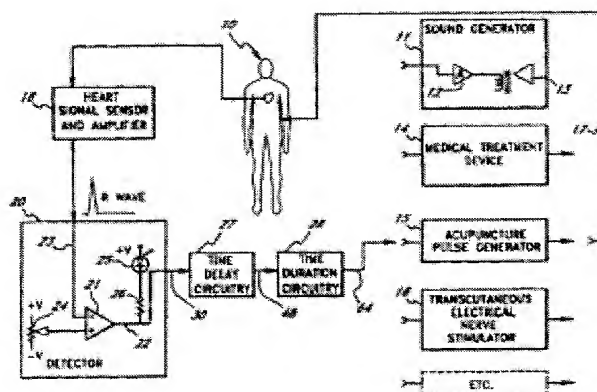
WO9805379 (A1)

CN1101707C (C)

[Report a data error here](#)

Abstract of CN1207948

The method is that one repeated stimulation is applied to body and the heart beat is detected so that the stimulation is regulated to synchronize with heart beat. The device includes one stimulator unit to stimulate body repeatedly, one detector unit to detect the heart beat and one synchronizer unit to synchronize the stimulation with the heart beat through processing the information from the stimulator and the detector.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

[19]中华人民共和国国家知识产权局

[51]Int. Cl⁶

A61N 1/36

A61B 5/02

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 97115092.3

[43]公开日 1999年2月17日

[11]公开号 CN 1207948A

[22]申请日 97.7.31 [21]申请号 97115092.3

[30]优先权

[32]96.8.1 [33]US[31]08/691,093

[71]申请人 周益志

地址 中国台湾

[72]发明人 周益志

[74]专利代理机构 北京慧泉专利事务所

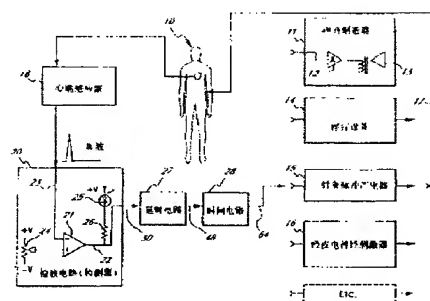
代理人 魏倡云

权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图页数 5 页

[54]发明名称 一种人体医疗保健的方法及其装置

[57]摘要

本发明提供一种人体医疗保健的方法及其装置,其方法系以重复的动力刺激人体,检测出人体的心跳及将刺激与心跳的速度调整为同时、同快,藉使动力的出现时间与心跳的速度同快;其装置包含一刺激装置,检测装置、同步装置,该刺激装置能以重复的动力刺激人体,该检测装置能检测出人体的心跳,该同步装置将刺激装置与检测装置输出的信息进行处理,达到将刺激与心跳的速度调整为同时同快,藉使动力的出现与心跳的速度同快。



权 利 要 求 书

1. 一种人体医疗保健的方法及其装置，其特征在于：该方法包括以重复的动力刺激人体；

检测出人体的心跳及将刺激与心跳的速度调整为同时、同快，藉使动力的出现时间与心跳的速度同快。

2. 一种人体医疗保健的方法及其装置，其特征在于：该装置包括一刺激装置，能以重复的动力刺激人体；

一检测装置，能检测出人体的心跳；

一同步装置，将刺激装置与检测装置输出的信息进行处理，达到将刺激与心跳的速度调整为同时同快，藉使动力的出现与心跳的速度同快。

3. 根据权利要求2所述之一种人体医疗保健的方法及其装置，其特征在于：其中该刺激装置包含一听觉制造器，该制造器能产生人耳所能听见的声音动力。

4. 根据权利要求2所述之一种人体医疗保健的方法及其装置，其特征在于：其中该刺激装置包含一神经刺激器，使送出的电流动力到人体中的不同部分。

5. 根据权利要求2所述之一种人体医疗保健的方法及其装置，其特征在于：其中该刺激装置包含一针灸脉冲产生器，使送出的电流动力到针灸针头上并插入在人体内。

6. 根据权利要求2所述之一种人体医疗保健的方法及其装置，其特征在于：其中该刺激装置包含一经由皮肤电流神经刺激治疗机（经皮电神经刺激器），该机所输出的电流信号能以重复的动力送至人体的脊髓。

7. 根据权利要求2所述之一种人体医疗保健的方法及其装置，其特征在于：其中该检测装置包含：

一心跳感应器（心脏信号传感器和发达电路），用来检测人体心跳的循环，及

一检波电路（检测器），与心跳检测器联合以检测出心跳中的特别高点之出现。

8. 根据权利要求2所述之一种人体医疗保健的方法及其装置，其特征在于：其中该检测装置包含：

一心电图(ECG)电极，该电极依附在人体上，及

一检波电路，与心电图电极联合来检测出心电图之R波之最高点。
其中该同步装置在收到R波最高点的结果后控制该刺激装置以控制其动力出现的时间。

9. 根据权利要求2所述之一种人体医疗保健的方法及其装置，其特征在于：其中该检测装置包含：

一听觉检测器，用来听取人心跳之声音，及

一检波电路，与听觉检测器联合来检测出二心跳声之最大声之出现时刻；

该同步装置在收到心跳最大声后控制该刺激装置以控制其动力出现的时间。

10. 根据权利要求2所述之一种人体医疗保健的方法及其装置，其特征在于：其中该检测装置包含：

一血压检测器，用来得到人体血压的变化，及

一检波电路，与血压检测器联合来检测血压变化中的最高点之出现。

该同步装置在收到该血压变化中的最高点的结果后，能控制该刺激装置以控制动力出现的时间。

11. 根据权利要求2所述之一种人体医疗保健的方法及其装置，其特征在于：其中该同步装置包含：

一电路，以制造产生重复之控制信号来控制刺激装置启动与否；

一延时电路，根据人心跳循环中的最高点，以确定控制信号的位置，及

一时间电路，以确定控制信号的时间长度。

12. 根据权利要求2所述之一种人体医疗保健的方法及其装置，其特征在于：其中该检测装置包含：

一心跳检测器，用来检测人心跳的循环；及

一检波电路，与心跳检测器联合来检测出心跳循环中的特别高点之出现及制造产生检测信号。

其中该同步装置包含：

一延时电路，在收到该检测信号后制造产生不同的延慢信号，根据所收到的检测信号而定；及

一时间电路，在收到延后信号后制造不同的控制信号来控制刺激装置之启动，该时间电路能调整控制信号之时间长久。

13. 根据权利要求2所述之一种人体医疗保健的方法及装置装置，

其特征在于：其中该延时电路包含：

一信号制造电路，用来制造一预定数字的计时信号，于每一个心跳循环内；

一信号计数器，用来计算该计时信号；

一解码器电路与该信号计数器联合来检测出所选定的信号总数在计数器上的出现并通过解码器输出信号；

一电路，对解码器输出的信号反应送到刺激装置以控制刺激装置的启动；及

一选择决定电路，与解码器电路联合用来选择总数情形，藉着解码器电路来检测。

一种人体医疗保健的方法及其装置

本发明是一种人体医疗保健的方法及装置，涉及采用动力进行医治病症的器具，该方法及装置能减轻各种病痛，如颈痛、关节炎、风湿症、腰、背痛及用于戒毒或戒酒时为减少痛苦而使用的方法及装置，属于医疗保健用品。

自古中国人就有利用针炙的方法来治疗各种疾病，以减轻人的各种病痛。针炙是将一根银针扎在人体的各个穴位上，然后用手旋转捻动进行治疗疾病，针炙之基本原理是使人的“气”被受刺激及复兴(气为天然之医治能量)，根据现代医学的研究，针炙之所以能减轻病人的痛苦，是因为针炙能使人的头脑中的止痛荷尔蒙释放出来，其有如天然的麻醉剂，该种研究还发现针炙能促使神经系统来释放肾上腺荷尔蒙，其能与前列腺炎及炎症对抗，使伤口能快速愈合康复，针炙能解除病痛中病人的痛苦，这已是一件公认的事实了，在美国的食物及药物管理部门已在最近宣告针炙之针，已被列入跟灌肠器或手术用的小刀一样之医疗器具。

传统上，针炙之针是藉由旋转来操作，最近有一种较新的作法，且极受欢迎，即经由针来传导电流，以此来代替针的旋转。电流方法所产生的效果是与针的旋转能达到的效果一样。还有一种治疗方法与电刺激针炙相近似，就是采用电流对皮肤神经进行刺激治疗，这种治疗方式能大大减轻慢性病患者之痛苦，藉著传送电流至脊髓，这样刺激令头脑神经使其释放一种止痛的动力到脊柱上。该种对皮肤神经进行电流刺激的治疗机，目前已在多家医院进行使用。

另有一种电流刺激装置在美国申请了专利，并获得专利权，申请号为4,865,048，该装置使用一对电极，分别置放在患者两耳朵后的部位上，一特别的电磁波加在两电极上，研究表明当患者使用这种装置时，对有关戒毒或戒酒时所带来的痛苦能大大减轻。

综上所述，采用对人体进行刺激的方法来进行止痛或医病是行之有效的办法。

本发明的目的是：提供一种新的刺激方法和装置来达到医疗保健的目的，藉人体心跳的规律加以刺激，人的心脏控制着人体上各处的血液循环，不同的身体部位及功能是天然的跟着人心跳的循环来运动，因此采用该刺激方法，即以重复的动力来刺激人体，使人的心跳速度及控制人体刺激速度同步，藉著使刺激的循环与心跳的速度在相同的拍子上，

达到医疗保健的效果。

本发明一种人体医疗保健的方法及装置，其特征在于：

该方法包括：

以重复的动力刺激人体；

检测出人体的心跳及将刺激与心跳的速度调整为同时、同快，藉使动力的出现时间与心跳的速度同快同步。

该装置包括：

一刺激装置，能以重复的动力刺激人体；

一检测装置，能检测出人体的心跳；

一同步装置，将刺激装置与检测装置输出的信息进行处理，达到将刺激与心跳的速度调整为同时同快，藉使动力的出现与心跳的速度同快。

其中该刺激装置包含一听觉制造器(声音制造器)，该制造器能产生人耳所能听见的声音动力；

其中该刺激装置包含一神经刺激器，使送出的电流动力到人体中的不同部分；

其中该刺激装置包含一针灸脉冲产生器，使送出的电流动力到针灸针头上并插入在人体内；

其中该刺激装置包含一经由皮肤电流神经刺激治疗机(经皮电神经刺激器)，该机所输出的电流信号能以重复的动力送至人体的脊髓。

其中该检测装置包含：

一心跳感应器(心脏信号传感器和放大电路)，用来检测人体心跳的循环，及

一检测电路(检测器)，与心跳检测器联合以检测出心跳中的特别高点之出现；

其中该检测装置包含：

一心电图(ECG)电极，该电极依附在人体上，及

一检测电路，与心电图电极联合来检测出心电图之R波之最高点。

其中该同步装置在收到R波最高点的结果后控制该刺激装置以控制其动力出现的时间。

其中该检测装置包含：

一听觉检测器，用来听取人心跳之声音，及

一检测电路，与听觉检测器联合来检测出人心跳声之最大声之出现时刻；

该同步装置在收到心跳最大声后控制该刺激装置以控制其动力出现

的时间。

其中该检测装置包含：

一血压检测器，用来得到人体血压的变化，及

一检测电路，与血压检测器联合来检测血压变化中的最高点之出现。

该同步装置在收到该血压变化中的最高点的结果后，能控制该刺激装置以控制动力出现的时间。

其中该同步装置包含：

一电路，以制造产生重复之控制信号来控制刺激装置启动与否；

一延时电路，根据人心跳循环中的最高点，以确定控制信号的位置，及

一时间电路，以确定控制信号的时间长度。

其中该检测装置包含：

一心跳检测器，用来检测人心跳的循环；及

一检测电路，与心跳检测器联合来检测出心跳循环中的特别高点之出现及制造产生检测信号。

其中该同步装置包含：

一延时电路，在收到该检测信号后制造产生不同的延慢信号，根据所收到的检测信号而定；及

一时间电路，在收到延后信号后制造不同的控制信号来控制刺激装置之启动，该时间电路能调整控制信号之时间长久。

其中该延时电路包含：

一信号制造电路，用来制造一预定数字的计时信号，于每一个心跳循环内；

一信号计数器，用来计算该计时信号；

一解码器电路与该信号计数器联合来检测出所选定的信号总数在计数器上的出现并通过解码器输出信号；

一电路，对解码器输出的信号反应送到刺激装置以控制刺激装置的启动；及

一选择决定电路，与解码器电路联合用来选择总数情形，藉着解码器电路来检测。

本发明的优点是：方法新颖，装置结构简单，使用安全方便，临床应用效果好，无副作用。

本发明具有如下附图：

图1.系本发明总体概要示意图。

图2. 系图1中延时电路之电路图。

图3. 系图1中时间电路及一些刺激装置之电路图。

图4. 系心电图的一部分显示不同正常心跳的循环示意图。

图5. 系图3之时间电路在使用时所选择的电路图。

图中标号如下：

- | | |
|--------------|---------------|
| 10. 人体 | 11. 声音制造器 |
| 12. 声音信号扩大器 | 13. 扩音器 |
| 14. 医疗设备 | 15. 针灸脉冲产生器 |
| 16. 经皮电神经刺激器 | 17. 电缆 |
| 18. 心跳感应器 | 20. 检波电路(检测器) |
| 21. 电压比较器 | 22. 负面输出器 |
| 23. 输入线 | 24. 电位器 |
| 25. 发光二极管 | 26. 电阻 |
| 27. 延时电路 | 28. 时间电路 |
| 30. 输入线 | 31. 多谐振荡器 |
| 32. 输出线 | 33. 可调整电阻 |
| 34. 电容 | 35. 闸 |
| 36. 赫兹振荡器 | 37. 计数器 |
| 38. 解码器 | 39. 解码器 |
| 41. 多路调制器 | 42. 多路调制器 |
| 43. 16进制法开关 | 44. 或闸 |
| 45. 多谐振荡器 | 46. 可调电阻 |
| 47. 电容 | 48. 输出线 |
| 49. 刺激机械电路 | 50. 刺激机械电路 |
| 51. 输出线 | 52. 电阻 |
| 53. 电容 | 54. 闸 |
| 54a. 输出线 | 55. 振荡电路(振荡器) |
| 56. 增幅器 | 57. 电晶体 |
| 58. 电位器 | 59. 电阻 |
| 60. 变压器 | 61. 变压器第二卷绕 |
| 62. 输出端 | 63. 输出端 |
| 64. 电缆 | 70. 信号波态 |

兹举实施例并配合附图详述如下：

请参阅图所示，本发明一种人体医疗保健的方法及其装置，该装置

包含一刺激装置，以重复的动力来刺激一人体10，图1显示了四种不同的刺激装置，其中任何之一都可提供对人体的刺激，第一个刺激装置是一听觉制造器或声音制造器11，在人体10所能听见的范围内制造听觉动力，该听觉制造器或声音制造器11包含一声音信号扩大器12及一扩音器13，扩音器13的位置是置于人体所能听见的从扩音器13所发出的音波的一地方，这些音波是以每秒计的音拍，而其音拍的速度与人体10的心跳速度相同，如使用者喜欢，耳机可代替扩音器13。

第二种刺激装置为一医疗设备14，其神经刺激器与上述Eckerson先生所发明的美国专利4,865,048号相同，此种医疗设备14包含一对电极置于一头夹的两边，用来将电极固定在头夹两边的乳头状的骨架上，根据本发明供给电极的是重复的电流动力，有着与人体10心跳相同之速度，有如在Eckerson先生的专利中，神经刺激是非常有效的，能对付戒毒或戒酒时所带来的痛苦，本发明之刺激与心跳有一相同的速度，以增强医疗处理的效果。

另一种刺激装置为一针灸脉冲产生器15，其输出点是连接在插入人体10中的一针灸针，针灸脉冲产生器15能有效地提供与心跳同速度的动力到针灸的针。

还有一种刺激装置是通过电极传送电流到人体10上的脊髓，该刺激装置具有节拍机械，使传送到脊髓的电流是重复的电流，且有着和人体10心跳相同的速度。

还有一种刺激装置，并未显示在图1中，包含一光力产生机以制造人体10能感受到的范围的光动力，藉着选择有一定光亮及波长的光动力，该光动力可使人体有镇静之感觉。

除上述之外还有一种刺激装置更包含触搅压力或按压机械装置，使施加一中等压力在人体10上，以与人心跳相同速度的方式来重复进行，该压力可以重复地拍打在人的背上，而拍打的速度与心跳速度相同。

在大部分的情况下，只有一种刺激装置会在一预定时间上使用来医疗处理人的身体10，如图1所示，特别注意的是，时间电路28的输出口是插入在所挑选的刺激装置之输入口，与此同时，刺激装置之输出口是插入在电缆17的一连接口，其电缆17延伸至人体10上，唯一的例外是当刺激装置为声音制造器11时，其中没有与电缆17连接的必要，是以扩音器13来代替，该扩音器13位于人体10所能听到的范围之内，在这种情况下，声音动力以一音波方式输入到人体10中，而无任何电流连接的需要。另一无需电缆连接的是光动力生产机刺激装置，其中，光动力是输送到

人的双眼中，以光动力方式刺激，也无任何电流连接到人体12的需要。

本发明之装置更包含一感应装置，以感应出人体的心跳速度，根据图1所示之较佳实施例，该感应装置包含一心跳感应器18，用来查验出人心跳的过程，检波电路20与心跳感应器18联合以检验出循环中出现的特别地方，心跳感应器18包含有电极心电图依附在人体10上，以检验出由心跳所感应的电流，或包含一听诊器用来得到人心跳的声音，或一量血压器用来得知人体中血压的变动。

图1之检波电路20包含一电压比较器21使制造一负面输出线22，当在输入线23的信号高于一电位器24所定一预定的起点值，一发光二极管(LED)25藉着一电阻26连接在输出线上22，当点亮时，发光二极管25提供使用者知道心跳信号正接受检验。

当感应装置使用电极心电图时，检波电路20能查出心电图信号之R波高潮之出现，当听力感应器被使用时，检波电路20能查出心跳声音之高潮出现，当血压感应器被使用时，检波电路20能查出血压变动之高潮的出现。

图1之较佳实施例更包含一同步装置与刺激装置(如11、14、15或16之一)及检测装置(如18及20之一)联合使与心跳同速度的身体刺激藉着由刺激所产生的动力及从检测装置检验出的心跳速度，此种同步装置包含电路以制造重复的控制信号来控制刺激装置启动，延时电路27以确定控制信号的正确位置，根据检波输出及时间电路以决定控制信号的时间长度。

请参阅图2所示，系图1之延时电路27代表性表述，检波电路20所制造的检波输出藉一输入线30来电接，输入方法为启动一单稳态多谐振荡器31，每条输入线30启动多谐振荡器31来使它能生产出一正数输出信号，在输出线32上，每个在输出线32上的输出信号的长度是借由一可调整电阻33之阻值及一电容34之容值量而定。其中该电容34是与多谐振荡器31之不变值时间输入连接，根据本例不变值时间之值是以选择一值能提供一输出信号，大约为0.775秒。

多谐振荡器31信号之输出线32是电接在一及闸35之第一输入端，及闸35之第二输入端是电接着一20赫兹振荡器36，振荡器信号之期数系0.05秒，使每个在输出线32上的多谐振荡器MV的长度、及闸35可使20赫兹的记号从振荡器36传至一4位元二元上下计数的计数器37一输入端，每个在输出线32上的多谐振荡器31的长度是选择为一值而使16个振荡器之记号可以给那个多谐振荡器MV输出端电接通计数器37，因此，计数

器37可以计数到最多16次，使每个多谐振荡器MV输出计号及每个心跳循环。

计数器37之二元编码输出线QA—QD是连接在两个3到8线二元解码器38及39所提供之一4到16线二元解码的输入端，当计数器37从0数到它最大值，藉着解码器38之输出线Y0—Y7及解码器39之输出Y0—Y7之16解码输出线是一个一个按顺序启动，不同的解码器输出线会被启动，使每个不同值在计数器37中，比如说，当在计数器37内的值为“0”时，解码器38之Y0的输出线会被启动，当值为“1”时，解码器38之Y1的输出线会被启动，当值为“2”时，解码器38之Y2的输出线会被启动，依此类推，在任何一时间中只有一个解码器的输出线会被启动，而所启动的输出线是相对于出现在计数器37所设定的值。

解码器39的Y7输出线是以一反向器电路来回接到计数器37的“清除”或“重设”输入端，在完成解码器39的Y7输出之启动信号后，计数器37会重设回零。

一特定延时值的选择是藉选一特定之解码器输出线之16条之中之一条，及观察看何时所选的线会被启动，这能造成藉使用两个8到1线的多路调制器41及42，用在联合来提供一16到1线的多路调制器。有16条输出线的联合解码器38、39分别连接到不同之多路调制器41之D0—D7资料输入线及多路调制器(MUX)42之D0—D7资料输入线。16条多路调制器之资料输入线之一选择是以一四位元信号住址A、B、C、D的内存多路调制器解码器所达成，其四位元是电接多路调制器41的选择控制接头A、B、C、D及ST。选通(ST)输入是用来选择看要那个多路调制器41及42之间的四位元信号住址是藉一手动可调16进制法开关43来设立。图1给出的使用者以手设定开关在16进制法开关43来提供正确的系码以选择16个可选的多路调制器器资料输入线之中。

多路调制器41及42的输出线W是连接在一或闸44的两个输入端之上，该或闸44之输出端是连接在一单稳态多谐振荡器45之一输入端，多路调制器输出信号之前端出现在或闸44之输出线，使多谐振荡器(MV)45受到触发。多谐振荡器45所制造的每个信号之时间是由与不变值时间输入之多谐振荡器45连接，一可调电阻46及一电容47所定。调整电阻可调整多谐振荡器45输出信号的时间来达到一值为0.001秒至0.05秒之间，输出信号由多谐振荡器45输出在输出线48上及其出现在一特选之时间与检波电路20的检波输出信号有关。

如图2所示之延时电路27系用来从检波电路20检波输出信号以制造

延时信号，其延时信号各有一所选的时间延后，根据所检测到之信号，因此，重复的动力在放在人体10上时刺激人体不需在心跳信号之最高值时施加，藉选择适合的时间延后，刺激动力可在人心跳循环之任何时间施加在人体上。换言之，每个心跳循环都有一个刺激动力，但该动力不需是出现在心跳最高点时，而是可以藉延时电路27延后到心跳循环中的任何一时间，但刺激动力出现的频率仍是保持与所检测到的人的心跳频率相同。

图2所示包含31—44之部分以下称为延时电路的第一部分，其提供一可调整大约的时间延后其可调整在0.05秒之分段藉由16进制法开关43来控制。多谐振荡器45所代表这部分，称为延时电路27之后部分，相反的提供一可调整准确、精密的时间之调整，藉着增加可调电阻46之值，能调整之时间延后距离可以从0到0.05秒之间不等，其0.05秒是与16进制法之间所选之值相对。

在或闸44的输出端所选的大约延后信号促使多谐振荡器45及多谐振荡器45所制造的精密延后信号会传送到多谐振荡器45之输出线48。

请参阅3所示，时间电路28之结构如图1所示，该时间电路28系对从延时电路27所制造之延后信号反应以控制任何一个刺激装置之被选用，从延时电路27之延后信号传送到输出线48时间电路28接受到以上之信号后制造控制信号或控制动力其传送到刺激装置。

如图3所示，在输出线48上之延后信号是电接到另一单稳态多谐振荡器50之输入线，每一个在输出线48的延后信号促使多谐振荡器50用来在多谐振荡器50之输出线51制造一信号有一预定之刺激时间长度，其长度是以可调整之电阻52之值，及连接在多谐振荡器50之输入端之电容53之容值而定，藉着调整电阻，时间长度可变换在0.001与0.01或更长点之间，多谐振荡器50是被在每个输入线48上的延后的后沿上所启动的。

在多谐振荡器50之输出线51上之控制时间之信号是电接的及闸54的第一输入端，及闸54的第二输入端是电接着一振荡电路55，其制造振荡信号，该振荡电路55之振荡频率是可调整在一限制间，例如：

在输出线51上每次时间控制信号出现之时，及闸54能使振荡信号从振荡电路55传至及闸54之输出线54a上，如无时间控制信号出现在输出线51输出线51是在一低状态，及闸54之输出线就被停止，以至无振荡信号会电接到输出线54a。

图3更有显示了刺激装置之代表电路图，其可代表图1之刺激单位14、15、16，该刺激机械电路49包含一增幅器56，其有一电晶体57，电

晶体57电极部是连接到一电位器58上，其从及闸54以电阻方式收到振荡信号，电位器58是用来控制信号的振幅连接在身体刺激器电极上的，增幅器56之输出电路包含一加强变压器60，变压器的第二卷绕61是连接到输出端62及63，而再连接到电缆17(如图1所示)，其接到人体10上，对刺激组合14及16来说，电缆系连接到电极，其是位于与人体10接解的一部分，对刺激组合15来说，电缆17系连接到针灸的针头插入人体及一电流回归电极与人体接触。

根据上述，有多种选择可提供刺激信号到人体上，所作的选择决定在于哪一种刺激装置要被使用，第一选择是省略振荡电路55及增幅器56之功能，及反代直接提供，时间控制信号在振荡器输出线51到特别刺激组件11、14、15或16之一的输入线上，以连接图1所示之连接电缆64达成，在某些情形下，振荡器输出线51的信号可直接接到电缆17接到人体。

另一选择是使用振荡电路及电接振荡信号在及闸输出线54a直接接在刺激组合之输入端或接到电缆，并接到人体10上；例如振荡信号在输出线54a上可以电接到声音制造器11藉着连接电缆64。

另更有一别的选择就是使用图3所示之增幅器56来连接输出终端62及63直接到电缆17，其接到人体10，这种选择适合使用针灸针头时，针灸师无特别工具除了针灸所用。

图4所示为一心电图之一部分，它显示出一完整的心跳循环后从第一R波高点到下一个R波高点。从图表上可看出，该高点到下高点之时间需要0.98秒，其就等于一心跳速度为每分钟67.4次。

人的心跳循环有包括两大阶段，其为心脏收缩及心脏舒张两个阶段。在心脏收缩阶段，右心室附近左右心肌会收缩而使左右心室也产生收缩，右心室之收缩使血液穿过肺动脉而进到肺部之毛细血管中，在心脏之收缩使血液穿过大动脉及从那流到身体上不同的小动脉，在心脏舒张期间，心肌放松及血液从静脉流回到左右心室。

心肌有规律的收缩及舒张能在血压上也产生有规律变动，其在量人脉搏时可感受得到，心脏能保持有规律的跳动是靠一有规律的电流从右心房之室节所致及经过心室节到人肌肉之构造之神经肌肉纤维。如将电极施加在身体的一适当位置，电流之记录是可以由此得到的，该记录就称为一心电图及图4就是心电图的一部分，从图中可看出，第一高点出现在心电图之心脏收缩期起头，是通常称为R波，当在使用心电图器具来感测跳动时，这些R波是由图1所示之检波电路20所检测出的，特别电压器24之设定起点供电压比较器21系设在R波之起头能刚好产生，测波

信号在检波电路输出线 30 上，该振幅预防心电图其他信号来制造检波输出信号。

如图 5 所示，为图 3 之时间电路 28 所生产之信号波态 70 显示一些在控制时期之多谐振荡器输出线 51 所产生的信号，与图 4 之心电图有关的，这些波态 70 之控制时间信号之一点是出现在同时间 R 波之最高点时，两个 R 波之间的时间需要及波态 70 的时间控制信号的关系，是等于图 2 的延时电路所提供时间延后，既然时间延后是可调整的，波态 70 的前缘信号就能在心跳循环的任何时间开始。

波态 70 的时间控制信号的后缘的出现是由 RC 不变时由多谐振荡器来决定，换言之，设定可调整之电阻 52 之阻值，如图 5 所示，该后缘的出现时间是可以调整来提供想要的动力的长度来电接在刺激装置上。

图 5 所示之波态 71，出现在图 3 之及闸 54 之输出线 54a 之传到波态 71 的信号之时期是与波态 70 之时期控制信号的相反。波态 71 所见之上下变动的信号有一由图 3 所示之振荡器 55 所决定的频率，在本实施例中，频率的范围是 5000—20000 赫兹。

由波态 71 所代表的信号系从图 3 所示之增幅器 56 来增幅及电接到增幅输出终端 62 或 63 到任何刺激装置。例如，使用针灸针头，波态 71 之信号是电接在电缆 17 至针灸针头，其是插入人体 10 当中的。

既然电动力传至针灸针头是制造成与心跳相同的速度，人体上的刺激是与心跳的天然拍子相调和，这样与心跳同速度的刺激动力有可见的进步，只有电流不停地施加下比较，这就有如大人推小孩在荡秋千，荡秋千是以很自然前后的摇摆时，结果会比较舒服。

在图 1—图 3 中，有些器件可以在市上选购集成电路，以下图表列出市上不同集成电路型号：

电 路	集成电路型号	制造厂商
电压比较器	74LM193	国际牌
二元计数器	74HC193	Toshiba
解码器	74HC138	Toshiba
多谐振荡器	74HC151	Toshiba
单稳态多谐振荡器	74HC221	Toshiba
及 闸	74LS08	Signefics
或 闸	74HC32	Signefics
仪相器	74LS04	Signefics

说明书附图

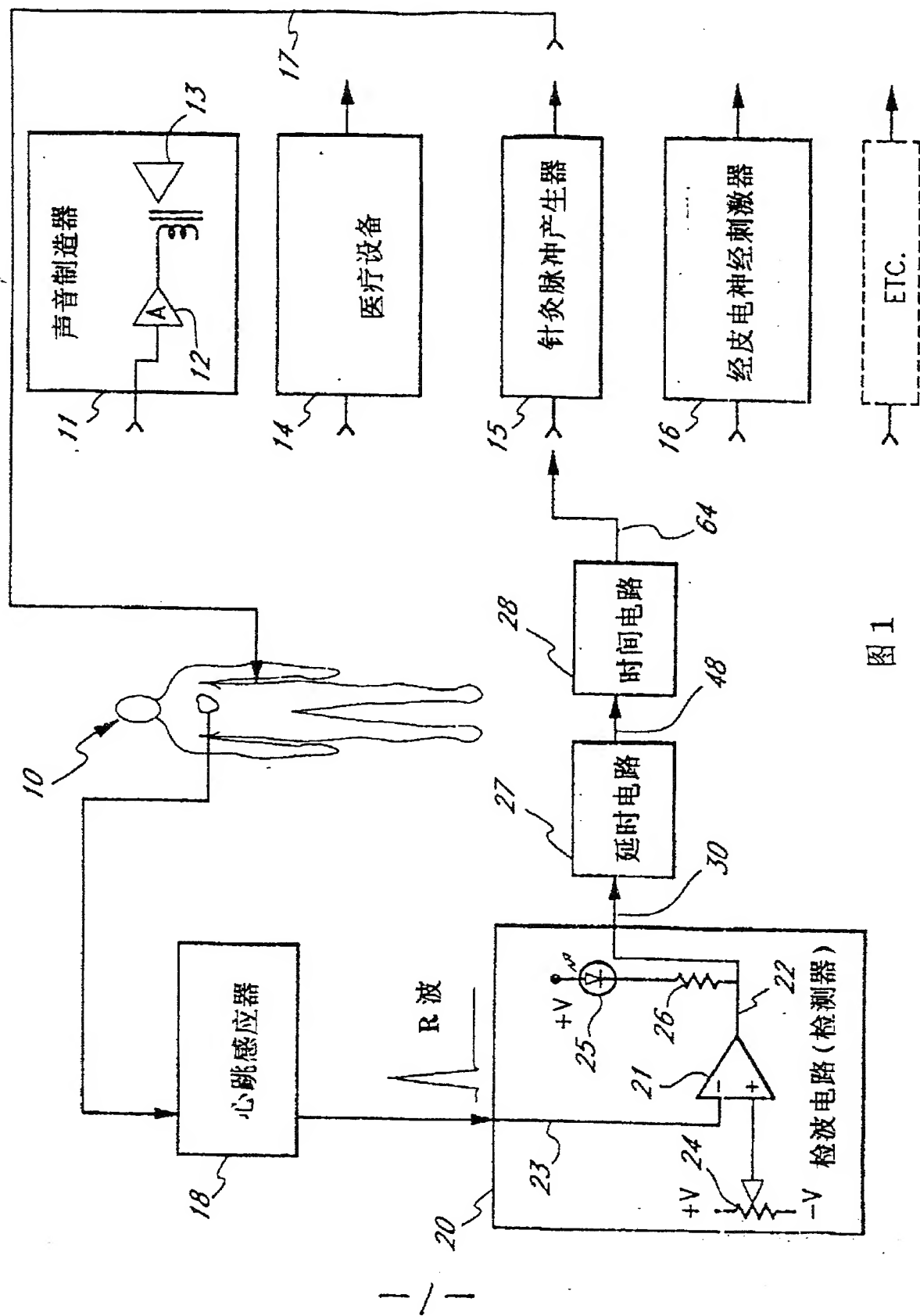


图 1

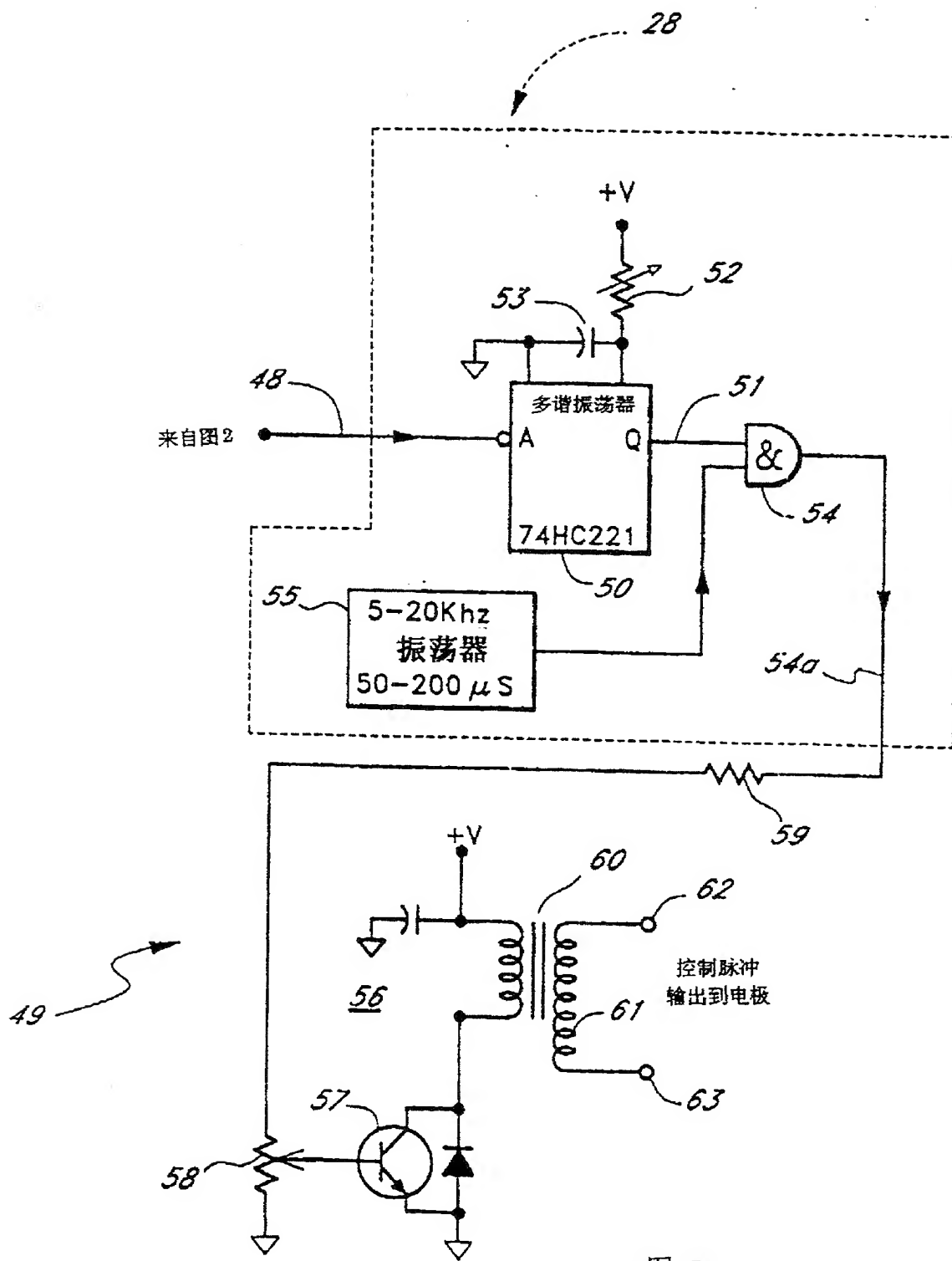
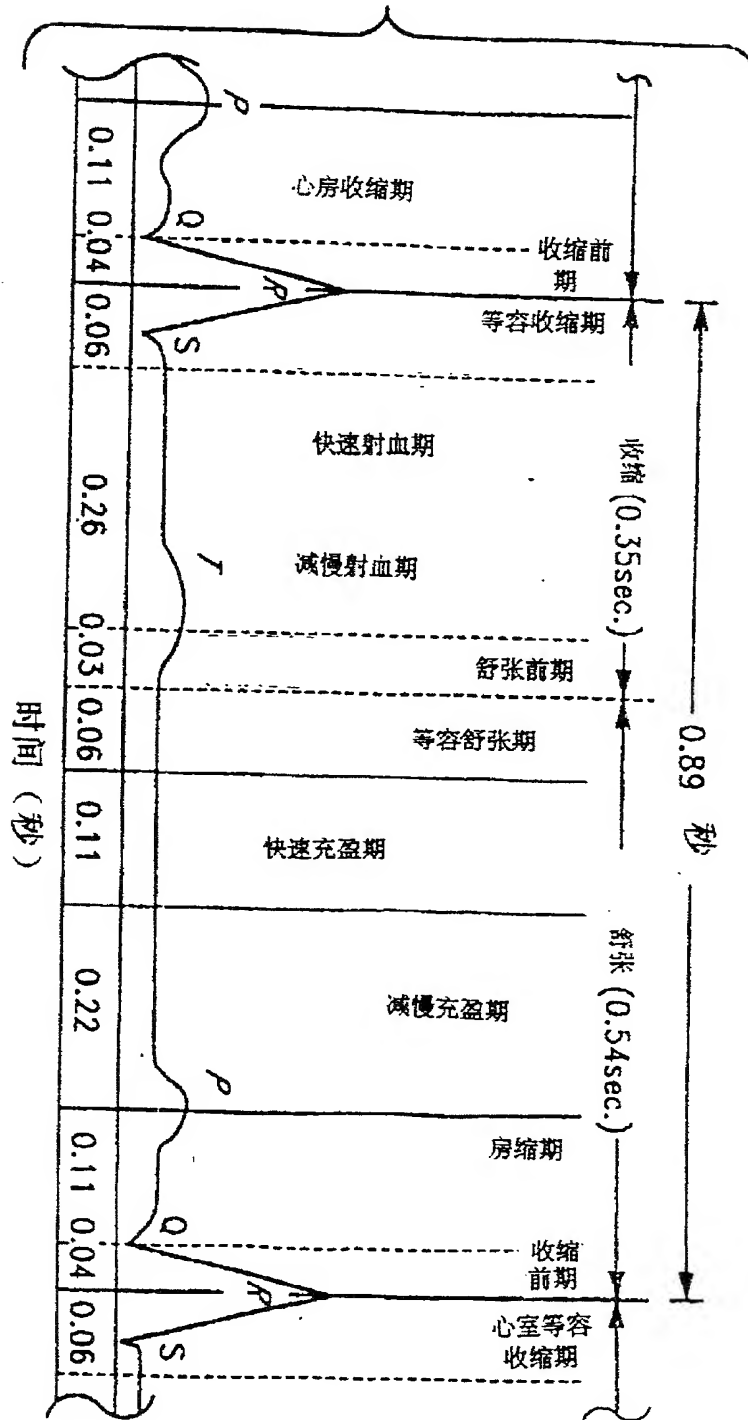


图 3

图 4



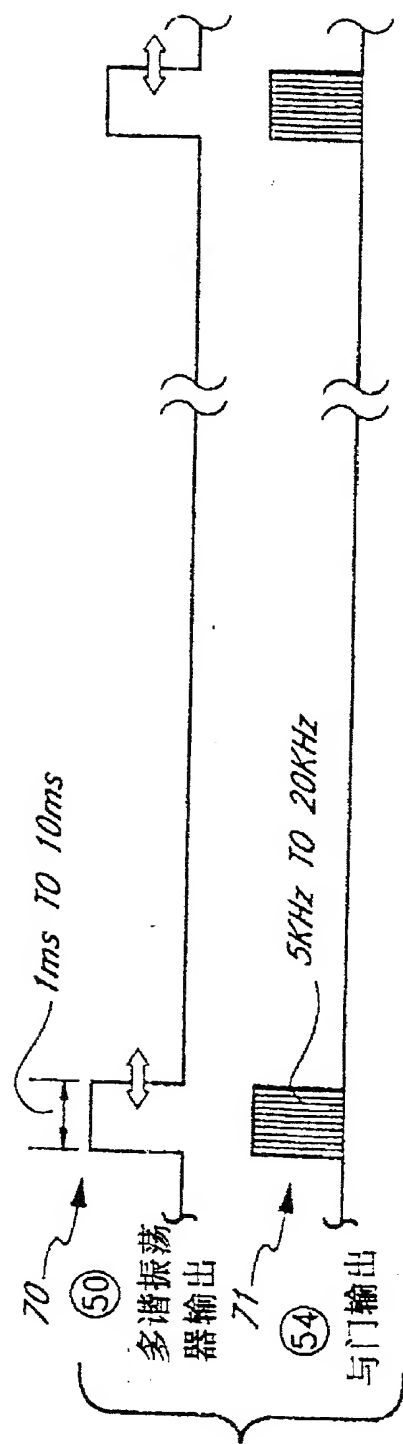


图 5